

Rec'd PTO

28 FEB 2003

PCT/KR 03/01772
RO/KR 17. 09. 2003

REC'D 07 OCT 2003

WIPO

PCT

대한민국 특허청
KOREAN INTELLECTUAL
PROPERTY OFFICE

별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.

출원 번호 : 10-2002-0052213
Application Number

출원 년 월 일 : 2002년 08월 31일
Date of Application

출원 인 : (주)유인바이오테크 외 1명
Applicant(s) YOU IN BIO-TECH CO.,LTD, et al.

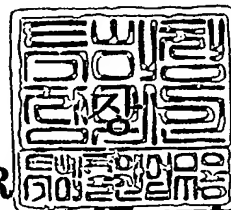
PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)



2003 년 09 월 17 일

특 허 청

COMMISSIONER



【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【제출일자】	2002.08.31
【국제특허분류】	A61B
【발명의 명칭】	자동혈압측정장치 및 방법
【발명의 영문명칭】	Automatic blood pressure measuring instrument and method
【출원인】	
【성명】	김유인
【출원인코드】	4-2002-019509-4
【대리인】	
【성명】	이명택
【대리인코드】	9-2000-000364-2
【포괄위임등록번호】	2002-038100-2
【대리인】	
【성명】	최석원
【대리인코드】	9-2001-000012-3
【포괄위임등록번호】	2002-038099-0
【발명자】	
【성명】	김유인
【출원인코드】	4-2002-019509-4
【심사청구】	청구
【취지】	특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인 이명택 (인) 대리인 최석원 (인)
【수수료】	
【기본출원료】	20 면 29,000 원
【가산출원료】	28 면 28,000 원
【우선권주장료】	0 건 0 원
【심사청구료】	14 항 557,000 원

10 052213

출력 일자: 2003/9/24

【합계】	614,000 원
【감면사유】	개인 (70%감면)
【감면후 수수료】	184,200 원
【첨부서류】	1. 요약서·명세서(도면)_1통

【요약서】

【요약】

본 발명은 혈압측정장치에 관한 것으로서, 상세하게는 압력센서와 심전도측정기에서 맥파와 심전도측정신호를 획득하여 양신호간의 상관관계를 분석하고, 분석된 데이터에 근거하여 최고혈압과 최저혈압을 연산하여 디스플레이에 출력시키는 자동혈압측정장치 및 방법에 관한 것이다.

따라서 본 발명은 피검자 손목의 맥파를 획득하는 압력센서와; 상기 압력센서로 부터 인가되는 맥파를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 맥파신호처리부와; 심장의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하여 이를 전기적 신호로 변환하는 심전도측정기와; 상기 심전도 측정기에서 인가되는 심전도측정신호를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 심전도신호처리부와; 상기 맥파처리신호부와 상기 심전도 신호처리부에서 인가되는 교류신호를 직류신호로 변환시키는 A/D변환부와; 상기 A/D 변환부에서 통해서 인가되는 상기 맥파신호와 심전도 신호를 비교 및 분석하여 상기 피검자의 혈압을 연산하는 제어부와; 상기 제어부에서 연산된 상기 피검자의 혈압을 표시하는 디스플레이를 구비하므로서 상기 피검자의 혈압을 측정하고 이를 표시하는 것을 특징으로 한다.

【대표도】

도 4

【색인어】

혈압측정장치, 심전도, 압력센서, 피에조센서

【명세서】

【발명의 명칭】

자동혈압측정장치 및 방법 {Automatic blood pressure measuring instrument and method}

【도면의 간단한 설명】

- 도 1은 본 발명에 따른 자동혈압측정장치의 일실시예를 나타낸 사시도,
도 2는 도 1의 자동혈압측정장치의 저면도,
도 3은 도 1의 측면도,
도 4는 본 발명에 따른 자동혈압측정장치의 블록도,
도 5는 제어부를 나타낸 회로도,
도 6은 맥파신호처리부를 나타낸 회로도,
도 7은 심전도신호처리부의 증폭부를 나타낸 회로도,
도 8은 심전도신호처리부의 필터부를 나타낸 회로도,
도 9는 본 발명에 따른 자동혈압측정방법을 나타낸 흐름도,
도 10은 도 8의 비교 및 연산과정을 나타낸 흐름도,
도 11은 각 파라미터를 도시한 그래프
도 12는 수축기 혈압변화에 따른 각 파라미터의 상관관계를 도시한 그래프,
도 13은 이완기 혈압변화에 따른 각 파라미터의 상관관계를 도시한 그래프,
도 14는 혈압알고리즘에 대한 기대분포와 관측분포의 누적분포를 도표화한 그래프이다.

* 도면부호에 대한 간략한 설명 *

11 : 디스플레이	16 : 압력센서
17 : 심전도측정기	20 : 맥파신호처리부
30 : 증폭부	40 : 필터부
50 : 심전도신호처리부	61 : 데이터저장부
62 : 프로그램저장부	63 : A/D변환부
70 : 제어부	80 : 입력부
90 : 인터페이스	100 : 자동혈압측정장치
200 : 컴퓨터	

【발명의 상세한 설명】

【발명의 목적】

【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

24> 본 발명은 혈압측정장치에 관한 것으로서, 상세하게는 압력센서와 심전도측정기에서 맥파와 심전도측정신호를 획득하여 양신호간의 상관관계를 분석하고, 분석된 데이터에 근거하여 최고혈압과 최저혈압을 연산하여 디스플레이에 출력시키는 자동혈압측정장치 및 방법에 관한 것이다.

15> 사회의 전반적인 고령화로 인해 재택 고령자의 숫자가 늘어남에 따라 노인 복지 및 관리에 대한 관심이 점차로 증가하게 되어 다양한 각도에서 새로운 방법으로 고령자의 건강관리에 접근하기 시작했고, 건강진단의 기초가 되는 혈압 측정에 관심이 모아지고 있다.

- 26> 혈압을 재는 일은 이제 일반화된 임상측정의 하나로써, 의사가 진찰실에서나 또는 특별한 수술 중에도 시행하고 있는 것으로, 심장의 각 심실이나 심방에서의 혈압치나 주변 혈관계에서의 혈압치는 의사로 하여금 환자의 심혈관계의 통합된 기능을 이해하는데 도움을 주는 건강진단의 기초이다.
- 27> 혈압이란 혈관 속을 흐르는 혈액이 혈관 벽에 미치는 압력을 말하는 것으로 혈액의 양, 혈관의 탄력성, 수축 등의 저항에 의해 결정되는 것이다. 혈압을 측정하는 것에 의해 심장이나 혈관의 기능 등을 추측해 볼 수 있는데, 심장이 수축하면서 우리의 온몸에 혈액을 송출할 때의 혈압, 즉 최고혈압은 심장의 수축력을 나타내며, 심장의 확장시기의 최저혈압은 혈액이 혈관 속을 어느 정도로 원활하게 잘 돌고 있는지를 나타내는 지표로 볼 수 있다.
- 28> 사람의 혈관은 혈액이 심장에서 온몸으로 나가는 동맥과 온몸에서 심장으로 들어오는 정맥 및 그 사이를 이어주는 모세혈관으로 이루어져 있다. 일반적으로 동맥내의 압력, 즉 동맥혈압을 혈압이라고 부르고 있는데, 이 혈압은 혈관의 크기와 위치에 따라서 각각 큰 차이가 있으며, 대동맥, 동맥, 소동맥, 모세혈관, 소정맥, 정맥, 중공정맥의 순서대로 압력이 점점 낮아지기 때문에 그 혈관의 이름에 따라서 대동맥압, 동맥혈압, 소동맥혈압 등으로 부르고 있다. 심장의 박동에 의해서 유지되고 있는 동맥혈압은 심혈관계의 기능을 평가하는 기본적이고도 관습적인 임상징후 중의 하나이며 모든 조직의 관류에 관여하나 특히 뇌혈류와 관상혈류에 중요한 영향을 미치는 인자이다.
- 9> 기존의 혈압 측정방법에는 침습적(invasive)과 비침습적(noninvasive) 방법 두 가지가 있다. 침습적인 방법은 카테터(catheter)를 직접 동맥 내로 삽입하여 혈압을 측정하는 방법으로, 측정시의 많은 번거로움과 많은 비용이 요구되며, 카테터를 동맥내로 삽입하는 과정에서 혈액의 순환상 문제(circulatory problem), 감염(infection), 혈전(blood clot) 등의 여러 단

점으로 인해 극히 제한적인 범위 내에서 사용되고 있다. 반면에 비침습적인 방법은 주로 커프(cuff)를 이용하는 방법으로, 이는 매우 부정확 할 뿐만 아니라 조직외상의 원인이 되기도 하고, 유아나 저혈압 환자에게는 적용할 수 없다는 점과 무엇보다도 연속적인 모니터링이 불가능하다는 단점을 가지고 있다. 또한 근래에 많이 사용하는 전자혈압계는 수축기 혈압이 70 mmHg 이하일 경우 정확성이 현저하게 떨어지는 경향이 있다.

<30> 혈압을 측정하기 위하여 펄스와 속도(pulse wave velocity)를 이용하려는 많은 시도가 있어왔고, 많은 저자에 의해 펄스와 속도(pulse wave velocity) 또는 펄스 도달시간(pulse arrival time)을 이용한 혈압평가방법이 고안되었다. 그러나 펄스와 속도(pulse wave velocity) 또는 펄스와 도달시간(pulse arrival time)만으로는 신뢰할 수 있는 혈압 모니터링의 실현을 성공하지 못했다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

<31> 따라서 상기와 같은 문제점을 해결하고자 안출된 본 발명은 유아, 저혈압 환자, 중환자 등 기존의 혈압계로 측정할 수 없는 경우에도 혈압 측정이 가능하고, 단순히 혈압을 측정하는 것으로 끝나지 않고, 맥파를 이용한 혈관 자동 진단 장치로도 활용할 수 있는 등 그 활용 범위 확대시키는 것이다. 또한, 비침습적인 방법에 의하여 단시간 및 장시간 동안에 심장의 수축기 및 이완기의 혈압을 연속적으로 측정할 수 있으며 장시간 모니터링이 가능한 자동혈압측정장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

【발명의 구성 및 작용】

- 32> 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 구성은 피검자 손목의 맥파를 획득하는 압력센서와; 상기 압력센서로 부터 인가되는 맥파를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 맥파신호처리부와; 심장의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하여 이를 전기적 신호로 변환하는 심전도측정기와; 상기 심전도 측정기에서 인가되는 심전도측정신호를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 심전도신호처리부와; 상기 맥파처리신호부와 상기 심전도신호처리부에서 인가되는 교류신호를 직류신호로 변환시키는 A/D변환부와; 상기 A/D 변환부에서 통해서 인가되는 상기 맥파신호와 심전도 신호를 비교 및 분석하여 상기 피검자의 혈압을 연산하는 제어부와; 상기 제어부에서 연산된 상기 피검자의 혈압을 표시하는 디스플레이를 구비하므로서 상기 피검자의 혈압을 측정하고 이를 표시한다.
- 33> 또한, 상기 제어부의 연산프로그램이 저장된 프로그램저장부와; 상기 A/D변환부에서 인가되는 상기 측정신호를 일정시간동안 저장하고, 상기 제어부에서 연산된 결과데이터를 저장하는 데이터저장부를 더 포함하는 것이 바람직하다.
- 34> 여기서, 상기 맥파신호처리부는 입력되는 맥파신호와 출력신호의 임피던스를 매칭시키는 제 1 임피던스매칭수단과; 상기 임피던스매칭수단에서 출력되는 신호를 증폭하는 맥파신호증폭수단과; 상기 맥파신호증폭수단에서 증폭된 신호에서 저역대역을 필터링하여 노이즈를 제거하는 제 1 노치필터를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- 35> 더욱이 상기 제 1 노치필터는 비반전단자에 입력되는 상기 맥파신호증폭수단에서 인가되는 신호를 증폭하는 오피앰프와; 상기 오피앰프의 출력단에서 반전단자로 궤환되는 루프에 설치되어 상용주파수의 잡음을 제거하는 로우패스필터와; 상기 오피앰프의 비반전단자와 병렬로

연결된 제 1 가변저항과, 상기 필터와 병렬로 연결된 제 2 가변저항을 구비하여 인가되는 신호의 컷오프주파수의 조절이 가능하다.

- 36> 그리고, 상기 심전도신호처리부는 피검자의 일측과 타측에서 발생하는 심전도측정신호를 증폭시키는 증폭부와; 상기 증폭수단에서 증폭된 신호를 필터링하여 잡음을 제거하는 필터부를 포함한다.
- 37> 아울러, 상기 필터부는 상기 증폭부에서 인가되는 증폭신호의 잡음을 제거하는 제 4 로우패스필터와; 상기 제 4 로우패스필터에서 인가되는 입력신호와 출력신호의 임피던스를 매칭시키는 제 3 임피던스매칭수단과; 상기 제 3 임피던스매칭수단에서 인가되는 신호의 상용주파수의 잡음을 제거하는 제 2 노치필터를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- 38> 여기서 상기 증폭부는 상기 피검자의 신체 일측에서 측정되는 심전도신호의 이득을 조정하는 제 1 이득조정수단과, 상기 제 1 이득조정수단에 에서 인가된 조정신호에서 저역대역의 잡음을 제거하는 제 2 로우패스필터와, 상기 제 2 로우패스필터에서 필터링된 신호를 증폭시키는 제 1 심전도신호증폭수단을 포함하는 제 1 차동증폭기와; 상기 피검자의 신체 타측에서 측정되는 심전도신호의 이득을 조정하는 제 2 이득조정수단과, 상기 제 2 이득조정수단에 에서 인가된 조정신호에서 저역대역의 잡음을 제거하는 제 3 로우패스필터와, 상기 제 3 로우패스필터에서 필터링된 신호를 증폭시키는 제 2 심전도신호증폭수단을 포함하는 제 2 차동증폭기와; 상기 제 1 및 제 2 차동증폭기의 증폭신호가 인가되면 상기 필터부와 임피던스를 매칭시키는 제 2 임피던스매칭수단을 포함하는 것이 바람직하다.
- 39> 더욱 바람직하게는 상기 제 1 및 제 2 차동증폭기에서 상기 심전도측정기의 전극으로 부터 측정신호가 인가되는 입력단에 연결되어 역전류에 의한 시스템의 손상을 방지하는 역전류방지수단을 구비한다.

- <40> 상기와 같은 구성을 이용하여 피검자에 손목에서 비침습적인 방법을 통한 혈압측정방법은 피검자 손목의 맥파를 획득하여 증폭하고 필터링하는 단계와; 심장의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하여 이를 전기적 신호로 변환시켜 증폭하고 필터링하는 단계와; 상기 증폭 및 필터링단계이후 맥파와 심전도의 교류신호를 직류신호로 변환시키는 단계와; 상기 신호변환단계에서 변환된 상기 맥파와 심전도측정신호를 비교하여 피검자의 혈압을 연산하는 단계와; 상기 연산단계에서 연산된 혈압을 표시하는 단계를 포함한다.
- <41> 여기서 상기 비교 및 연산단계는 상기 맥파와 심전도측정신호가 입력되는 단계와; 상기 측정신호 입력단계에서 입력된 상기 맥파감지신호와 심전도 감지신호의 파형을 비교하여 전이시간과 적분, 영역, 최대진폭파라미터를 연산하는 단계와; 상기 단계에서 연산된 상기 적분, 영역, 전이시간, 최대진폭파라미터와 상기 파라미터의 변화에 따른 혈압의 변화량을 표현한 일정상수를 조합하고 이를 연산하여 최고 혈압과, 최저혈압을 연산하는 단계를 포함한다.
- <42> 또한 상기 전이시간 파라미터는 상기 맥파의 파형과 심전도측정신호의 파형에서 최대진폭간의 시간간격이며, 상기 적분파라미터는 상기 맥파의 선택된 영역의 끝점사이의 데이터값에 대한 적분값이며, 상기 영역파라미터는 상기 맥파의 선택영역에서 양측면의 베이스라인을 연결한 영역에 대한 적분값이며, 상기 최대진폭 파라미터는 상기 적분과 영역파라미터의 지정범위내의 최대진폭 인것을 특징으로 한다.
- <43> 즉, 본원발명은 압력센서에서 맥파를 감지하고, 심전도에서의 심장의 수축기 혈압과 이완기의 혈압을 감지하여 상호 비교, 분석하여 일련의 연산과정을 거침으로서 최고혈압과 최저혈압을 측정하여 이를 디스플레이에 표시하으로써 전문의료인이 아니더라도 누구나 손쉽게 혈압을 측정할 수 있는 특징이 있다.

- <44> 이하에서는 본 발명에 따른 자동혈압측정장치 및 방법의 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 이용하여 상세히 설명한다.
- <45> 도 1은 본 발명에 따른 본 발명의 자동혈압측정장치의 바람직한 실시예를 나타낸 사시도이고, 도 2는 도 1의 저면도, 도 3은 도 1의 측면도이다.
- <46> 도면부호 100은 자동혈압측정장치, 11은 디스플레이, 12는 조작키, 13은 심전도연결포트, 14는 밴드, 15는 걸림부, 16은 압력센서이다, 17은 심전도측정기이다.
- <47> 디스플레이(11)는 측정된 혈압이 표시되며, 조작키(12)는 사용자조작신호가 입력되고, 심전도 연결포트(13)는 심전도측정기(17)가 연결되며, 심전도측정기(17)는 심장의 수축기, 이완기의 혈압을 측정하며, 밴드는 자동혈압측정장치(100)를 지지하며, 걸림부는(15) 자동혈압장치(100)를 피검자의 손목에 고정시키고, 압력센서(16)는 피검자의 맥파(Pulse wave)를 감지한다.
- <48> 피검자의 혈압을 측정하기 위해서는 먼저, 압력센서(16)가 피검자의 동맥근처에 위치시키고, 밴드(14)로 피검자의 손목을 감싸서 걸림부(15)를 고정한다. 그리고 심전도측정기(17)를 심전도연결포트(13)에 연결시키고, 제 1 전극(ECG LL : 도7참조)을 피검자의 왼쪽발에 고정시키고, 제 2 전극(ECG RA : 도7참조)을 오른쪽팔에 부착한다.
- <49> 따라서 자동혈압측정장치(100)는 압력센서(16)를 이용하여 피검자의 맥파를 획득하고, 심전도측정기(17)는 피검자 심장의 수축기 혈압과 이완시의 혈압을 측정한다. 따라서 제어부(70)는 상기 양신호를 비교하고 연산하여 디스플레이(11)에 최고혈압과 최저혈압을 표시한다.
- <50> 도 4는 본 발명에 따른 자동혈압장치를 도시한 블록도이다.

- <51> 도면부호 11은 디스플레이, 16은 압력센서, 17은 심전도측정기, 20은 맥파신호처리부, 30은 증폭부, 40은 필터부, 50은 심전도신호처리부, 61은 프로그램저장부, 62는 데이터저장부, 63은 A/D변환부, 70은 제어부, 80은 입력부, 90은 인터페이스, 200은 컴퓨터이다.
- <52> 맥파신호처리부(20)는 압력센서(16)에서 인가되는 맥파를 증폭 및 필터링 하고, 증폭부(30)는 상기 심전도측정기(17)에서 인가되는 신호를 증폭시키고, 필터부(40)는 인가되는 저역 신호를 필터링하고, 프로그램저장부(61)는 구동프로그램 및 설정데이터가 저장되며, 데이터저장부(62)는 측정신호 및 연산데이터가 저장되고, A/D변환부(63)는 교류신호를 직류신호로 변환시키고, 제어부(70)는 최고혈압과 최저혈압을 연산하며, 입력부(80)는 사용자의 조작신호가 입력되고, 인터페이스(90)는 외부기기와 접속된다.
- <53> 피검자의 손목에 고정된 압력센서(16)는 동맥에 흐르는 혈액의 압력에 따른 맥파(Pulse wave)를 발생시킨다. 즉, 혈관위에 고정된 압력센서(16)를 혈액이 혈관에 가하는 자극이 압력센서(16)에 전달됨으로써 맥파를 발생시킨다. 그리고, 상기 압력센서(16)로부터 인가된 맥파는 맥파신호처리부(20)에 인가되어 증폭되고, 저역대역의 신호가 필터링되어 잡음이 제거된다. 이후, 잡음이 제거된 신호는 A/D변환부(63)에 인가되어 교류신호에서 직류신호로 변환되어 제어부(70)에 인가된다.
- <54> 또한, 심전도측정기(17)는 심장의 수축기와 이완기 혈압을 측정하여 심전도측정신호를 발생시킨다. 발생된 심전도측정신호는 심전도신호처리부(50)에 인가되어 증폭되고 필터링되어 A/D변환부(63)에 인가된다. A/D변환부(63)는 인가되는 교류신호를 직류신호로 변환하여 상기 제어부(70)에 인가한다.
- <55> 여기서 제어부(70)는 도 5에 도시된 바와 같이 8비트(bit)로 데이터(Data)를 산술연산할 수 있는 능력을 가졌고, 16비트 데이터어드레스(16-bit data address)를 가지고 있는 8051

마이크로프로세서를 적용하는 것이 바람직하다. 상기의 제어부(70)는 4개의 입출력 포트(port)를 가지고 있어 외부와 직접 데이터저장부(62)와 A/D변환부(63)의 데이터(Data)를 받아들이고 내보낼 수 있고, 시리얼 포트(Serial port)가 내장되어 이 포트를 이용해 인터페이스(90)를 통하여 컴퓨터(200)와 데이터(Data)를 주고받을 수도 있다. 그리고 제어부(70)는 프로그램을 프로그램저장부(61)에 저장시킬 수도 있고, SFR(special function register)를 이용해 각종 비트 연산과 제어등에 관련된 기록이 가능하다.

56> 여기서 데이터저장부(62)는 리프레시(Refresh)와 같은 작업을 피하기 위하여 SRAM을 적용하는 것이 바람직하며, A/D변환부(63)에 의해 획득된 데이터를 상기 제어부(70)의 제어에 의해 일정시간 동안 저장하고, 상기 제어부(70)는 프로그램저장부(61)에 저장된 구동프로그램에 근거하여 인가된 맥파와 심전도측정신호를 비교 및 분석하여 전이시간 파라미터(c:Delta T Parameter)와 적분파라미터 (a:Integral Parameter), 영역파라미터(b:Area Parameter), 최대진폭(d:Max)를 연산하고, 그리고 연산된 각 파라미터(a)(b)(c)(d)를 후술되는 혈압알고리즘에 적용하여 최고혈압과 최저혈압치를 연산한다. 그리고 상기 제어부(70)는 연산된 데이터를 데이터저장부(62)에 저장하고, 디스플레이(11)를 제어하여 연산된 최고혈압과 최저혈압을 표시한다. 아울러 제어부(70)는 인가되는 측정신호에 근거하여 피점자의 맥박수와 맥진을 연산할 수 있고, 상기와 같은 맥박과 맥진의 연산알고리즘은 프로그램저장부(61)에 저장됨이 바람직하다.

57> 여기서, 상기 제어부(70)는 인터페이스(90)를 통하여 외부기기에 연결된 상태인지를 판단하여 컴퓨터(200)등의 외부기기가 연결되면 인터페이스(90)를 통하여 컴퓨터(200)에 연산데이터를 전송한다.

58> 상술한 바와 같은 맥파신호처리부(20)와 심전도신호처리부(50)의 상세구성은 도 6 내지 도 8에 도시된 바와 같으며, 이를 이용하여 상기 구성을 상세히 설명한다.

<59> 도 6은 도 4의 맥파신호처리부의 회로도이다.

<60> 도면부호 21은 제 1 임피던스매칭수단, 22는 맥파신호증폭수단, 23은 제 1 노치필터이다

<61> 제 1 임피던스매칭수단(21)은 압력센서(16)로부터 인가된 맥파의 임피던스를 출력단의 임피던스와 매칭시키고, 맥파신호증폭수단(22)은 저역대역의 신호를 필터링하여 잡음을 제거하고, 제 1 노치필터(23)는 상용주파수의 잡음을 제거한다.

<62> 압력센서(16)로부터 측정신호가 인가되면 각각 직렬로 인가된 제 1 및 제 2 저항(R1)(R2)을 통해 제 1 오피앰프(OP1)의 반전, 비반전단자에 인가되어 제 1 오피앰프(OP1)에 의해 전압이 증폭된다. 여기서 인가되는 압력센서(16)의 측정신호는 상기 제 1 오피앰프(OP1)에서 출력단보다 임피던스가 높기 때문에 제 1 저항(R1)과 제 1 오피앰프(OP1)에서는 입력단과 출력단의 임피던스를 매칭시킨다. 즉, 전압분배의 원칙에 따라서 제 1 저항(R1)을 크게 하여 입력전압을 낮추고, 제 1 오피앰프(OP1)에서 증폭시키므로 상기 제 1 오피앰프(OP1)에 연결되는 회로의 임피던스와 매칭된다. 따라서 상기와 같은 과정을 통하여 제 1 오피앰프(OP1)에서 출력된 신호는 제 4 저항(R4)과 제 2 오피앰프(OP2)를 통하여 상술된 임피던스매칭과정과 증폭단계를 거친다.

<63> 상기 제 1 임피던스매칭수단(21)에서 출력된 신호는 제 1 로우패스필터(22)에서 제 6저항(R6)을 통하여 제 7 저항(R7)과 제 2 콘덴서(C2)에 의해 20~40Hz의 저역신호가 제거되어 제 3 오피앰프(OP3)의 반전단자에 입력된다. 그리고, 제 3 오피앰프(OP3)는 이를 증폭하여 제 10 저항(R10)을 통해 제 11 저항(R11)과 제 4 콘덴서(C4)에 인가되어 필터링 된다. 이후 2차 필터링된 맥파는 제 4 오피앰프(OP4)에 인가하고, 제 4 오피앰프(OP4)는 입력된 신호를 증폭하여 제 1 노치필터(23:Notch filter)에 인가한다.

- 64> 제 1 노치필터(23)는 상기 제 4 오피앰프(OP4)의 출력단에 직렬연결된 제 14 저항(R14)과, 상기 제 14저항(R14)에 병렬연결된 제 1 가변저항(VR1)과, 상기 제 14 저항(R14)이 비반전 단자와 직렬연결되고, 출력단은 반전단자로 부궤환되는 제 5 오피앰프(OP5)와 상기 제 5 오피앰프(OP5)의 부궤환루프에 직렬연결된 제 5 콘덴서(C5)와, 상기 제 5 콘덴서(C5)와 병렬연결되어 상기 제 5 오피앰프(OP5)의 반전단자에 직렬 연결된 제 6 콘덴서(C6)와, 상기 제 5 콘덴서(C5)와 병렬연결된 제 15 저항(R15)과, 일측에는 접지되고, 타측에는 상기 제 15 저항(R15)과 병렬연결된 제 16 저항(R16)에 연결된 제 2 가변저항(VR2)으로 구성된다.
- 65> 제 1 로우패스필터(22)에서 인가된 맥파신호는 제 1 노치필터(23)의 제 14 저항(R14)과 제 1 가변저항(VR1)을 거쳐 비반전단자에 입력된다. 그리고 제 5 오피앰프(OP5)는 이를 증폭하여 출력하고, 이때 부궤환루프에서 각각 병렬로 연결된 제 15 저항(R15)과 제 5 콘덴서(C5)는 출력단에서 궤환되는 상용주파수 60Hz에서의 잡음을 제거한다. 이때, 제 1 가변저항(VR1)과 제 2 가변저항(VR2)에서는 각각 가변되어 상용주파수를 60Hz로 조절함으로써 제 1 노치필터(23)의 출력단과 접속되는 시스템의 상용주파수에 맞출수 있다.
- 36> 도 7은 심전도신호처리부의 증폭부를 나타낸 회로도이다.
- 37> 도면부호 30a는 제 1 차동증폭기, 30b는 제 2 차동증폭기, ECG LL은 제 1 전극, ECG RA는 제 2 전극, 31은 제 1 역전류방지수단, 32는 제 1 이득조정수단, 33은 제 1 심전도신호증폭수단, 34는 제 2 로우패스필터, 35는 제 2 역전류방지수단, 36은 제 2 이득조정수단, 37은 제 2 심전도신호증폭수단, 38은 제 3 로우패스필터, 39는 제 2 임피던스매칭수단이다.
- 38> 제 1 및 제 2 역전류방지수단(31)(35)은 입력전원에서 발생하는 역전류를 방지하고, 제 1 및 제 2 심전도신호증폭수단(33)(37)에서는 입력신호를 증폭시키고, 제 2 및 제 3 로우패스

필터(34)(38)는 입력된 신호의 저역주파수 신호를 필터링하고, 제 2 임피던스매칭수단(39)은 입력신호와 출력신호의 임피던스를 매칭시킨다.

<69> 제 1 차동증폭기(30a)는 심전도측정기(17) 제 1 전극(ECG LL)과 직렬연결되는 제 1 이득조정수단(32)이 연결되고, 상기 제 1 전극(ECG LL)과 제 1 이득조정수단(32)사이에는 병렬연결된 제 1 및 제 2 전원단자(+BS1)(-BS1)와 상기 전원단자(+BS1)(-BS1)에 각각 서로다른 방향으로 연결된 제 1 및 제 2 다이오드(D1)(D2)로 구성된 역전류방지수단(31)이 구성된다. 여기서 상기 제 1 이득조정수단(32)의 제 6 오피앰프(OP6)의 1번단자에는 제 3 전원(+BM), 4번단자에 제 4 전원(-BM)이 인가되며, 상기 제 3 전원단자(+BM)는 일측이 접지된 제 8 및 제 9 콘덴서(C8)(C9)가 각각 병렬연결되고, 상기 제 4 전원단자(-BM)는 일측이 접지된 제 10 및 제 11 콘덴서(C10)(C11)가 각각 병렬연결된다. 또한 상기 제 1 이득조정수단(32)은 제 2 임피던스매칭수단(39)과 제 1 심전도신호증폭수단(33)과 제 2 로우패스필터(34)와 각각 병렬 연결된다. 여기서 상기 제 1 심전도신호증폭수단(33)의 제 7 오피앰프(OP7)의 출력단은 반전단자로 부채환되고, 또한 상기 반전단자에 부채환되는 루프와 상기 제 2 로우패스필터(34)의 출력단과 연결된다. 아울러 제 1 심전도신호증폭수단(33)의 제 7 오피앰프(OP7)는 출력단이 상기 제 1 이득조정수단(32)의 출력단에 연결된다.

70> 그리고 제 2 차동증폭기(30b)는 심전도측정기(17) 제 2 전극(ECG RA)과 직렬연결되는 제 2 이득조정수단(36)이 연결되고, 상기 제 2 전극(ECG RA)과 제 2 이득조정수단(36)사이에는 병렬연결된 제 5 및 제 6 전원단자(+BS2)(-BS2)와 상기 전원단자(+BS2)(-BS2)에 양방향으로 연결된 제 3 및 제 4 다이오드(D3)(D4)로 구성된 제 2 역전류방지수단(35)이 구성된다. 여기서 상기 제 2 이득조정수단(36)의 제 9 오피앰프(OP9)의 1번단자에는 제 7 전원이(-BM2), 4번단자에는 제 8 전원(+BM2)이 인가되며, 상기 제 7 전원단자(-BM2)는 일측이 접지된 제 16 및 제 17

콘덴서(C16)(C17)가 각각 병렬연결되고, 상기 제 8 전원단자(+BM2)는 일측이 접지된 제 14 및 제 15 콘덴서(C14)(C15)가 각각 병렬연결된다. 또한 상기 제 2 이득조정수단(36)은 제 2 임피던스매칭수단(39)과 제 2 심전도신호증폭수단(37)과 제 3 로우패스필터(38)와 각각 병렬 연결된다. 여기서 제 2 심전도신호증폭수단(37)의 제 10 오피앰프(OP10)의 출력단은 반전단자로 부궤환되고, 또한 상기 반전단자에 부궤환되는 루프와 상기 제 3 로우패스필터(38)의 출력단과 연결된다. 아울러 제 2 심전도신호증폭수단(37)의 제 9 오피앰프(OP9)는 출력단이 상기 제 2 이득조정수단(36)의 출력단에 연결된다.

<71> 상기와 같이 구성된 제 1 차동증폭기(30a)와 제 2 차동증폭기(30b)는 입력라인의 제 9 저항(R9)과 제 27 저항(R27)의 후단에 제 7 콘덴서(C7)와 제 13 콘덴서(C13)를 통하여 병렬연결되고, 상기 제 6 오피앰프(OP6)와 제 9 오피앰프(OP9)의 반전단자에 연결되는 부궤환루프에서 제 17 저항(R17)과 제 28 저항(R28)을 통하여 병렬연결된다. 아울러 제 1 차동증폭기(30a)는 제 2 임피던스매칭수단(39)의 반전단자, 제 2 차동증폭기(30b)는 제 2 임피던스매칭수단(39)의 비반전단자에 연결된다.

<72> 제 1 전극(ECG LL)에서 인가되는 신호는 제 16 저항(R16)을 통하여 상기 제 1 이득조정수단(32)에 인가된다. 여기서 상기 제 1 전극(ECG LL)에서 인가되는 심전도측정신호는 통상 임피던스가 높기때문에 시스템측의 임피던스와 매칭되지 않아 시스템에 치명적인 손상을 가져올 수 있으므로 제 1 이득조정수단(32)에 의해 입력임피던스를 시스템측과 매칭시켜 출력신호의 이득을 낮추도록 조정된다. 여기에 전압분배의 원칙을 적용하기 위하여 제 16 저항(R16)은 저항값이 높은 것을 채용하는 것이 바람직하다. 따라서 상기 제 1 전극(ECG LL)에서 인가된 측정신호는 분압되어 낮춰지므로 제 6 오피앰프(OP6)에서 출력되는 신호의 이득은 낮아진다. 이때 제 1 및 제 2 전원단자(+BS1)(-BS1)에서는 전류가 인가되어 상기 측정신호의 전류를 증가시키

고, 각기 전원단에는 제 1 및 제 2 다이오드(D1)(D2)가 설치되어 역전류에 의한 회로의 손상을 방지한다.

- <73> 상기 제 1 이득조정수단(32)에서 출력된 측정신호는 제 1 심전도신호증폭수단 (33)의 비반전단자와 제 2 로우패스필터(34)의 비반전 단자에 입력된다. 여기서 제 2 로우패스필터(34)는 제 8 오피앰프(OP8)의 출력단에서 제 12 콘덴서(C12)를 통하여 1번단자로 궤환되며, 이때 궤환루프에 형성된 제 12 콘덴서(C12)에 의해 20~40Hz의 신호가 필터링된다.
- <74> 따라서 상기 제 2 로우패스필터(34)에서 필터링된 측정신호는 제 1 심전도신호증폭수단 (33)의 제 7 오피앰프(OP7)의 반전단자에 입력되고, 출력단에는 제 23 저항(R23)을 통하여 반전단자에 부궤환됨에 따라서 증폭되어 제 2 임피던스매칭수단(39)의 반전단자에 인가된다.
- <75> 또한 제 2 전극(ECG RA)에서 인가되는 신호는 제 27 저항(R27)을 통하여 상기 제 2 이득조정수단(36)에 인가된다. 여기서 상술한 바와 같이 제 2 전극(ECG RA)을 외부저항으로 간주하고, 상기 제 2 전극(ECG RA)과 제 27 저항(R27)이 병렬로 연결되었으므로 그 사이에서 인출된 회로선이 제 9 오피앰프(OP9)의 비반전단자에 연결된다. 따라서 제 2 전극(ECG RA)과 제 27 저항(R27)의 전압분배에 따라서 상기 제 2 전극(ECG RA)에서 인가된 측정신호는 분압되어 제 9 오피앰프(OP9)에 입력되므로 이득은 낮아지게 된다. 이때 제 5 및 제 6 전원단자(+BS2)(-BS2)에서는 전류가 인가되어 상기 측정신호의 전류를 증가시키고, 각기 전원단(+BS2)(-BS2)에는 제 3 및 제 4 다이오드(D3)(D4)로 구성된 제 2 역전류방지수단(35)가 설치되어 역전류에 의한 회로의 손상을 방지한다.
- <76> 상기 제 2 이득조정수단(36)에서 출력된 측정신호는 제 2 심전도신호증폭수단(37)의 비반전단자와 제 3 로우패스필터(38)의 반전 단자에 입력된다. 여기서 제 3 로우패스필터(38)는

제 11 오피앰프(OP11)의 출력단에서 제 18 콘덴서(C18)를 통하여 1번단자로 궤환되어 20~40Hz의 신호가 필터링된다.

<77> 따라서 상기 제 3 로우패스필터(38)에서 필터링된 측정신호는 제 2 심전도신호증폭수단(37)의 제 10 오피앰프(OP10)의 반전단자에 입력되고, 출력단에는 제 34 저항(R34)을 통하여 반전단자에 부궤환됨에 따라서 증폭되어 제 2 임피던스매칭수단(39)의 비반전단자에 인가된다.

<78> 따라서 제 2 임피던스매칭수단(39)의 제 12 오피앰프(OP12)의 출력단에는 제 41 저항(R41)이 병렬연결되어 반전단자로 부궤환된다. 상기 제 12 오피앰프(OP12)의 입력단에 설치된 제 37 저항(R37)과 궤환루프의 제 40 저항(R40)에 입력되는 전압이 분압되어 제 12 오피앰프(OP12)에 입력되므로써 출력단의 임피던스와 매칭되어 필터부(40)에 인가된다.

<79> 도 8은 심전도신호처리부(50)의 필터부(40)를 나타낸 회로도이다.

<80> 도면부호 40은 필터부, 41은 제 4 로우패스필터, 42는 제 3 임피던스매칭수단, 43은 제 2 노치필터이다.

<81> 제 4 로우패스필터(41)는 인가되는 신호에서 저역대역의 잡음을 제거하고, 제 3 임피던스매칭수단(42)은 입력단과 출력단의 임피던스를 매칭시키고, 제 2 노치필터(43)는 상용주파수의 잡음을 제거한다.

<82> 제 4 로우패스필터(41)는 입력단에서 제 19 콘덴서(C19)가 병렬로 연결되고, 상기 입력단에 직렬로 제 41 저항(R41)과 제 43 저항(R43)이 연결되어 제 13 오피앰프(OP13)의 반전단자에 연결되며, 상기 제 41 저항(R41)과 제 43저항(R43) 사이에 제 20 콘덴서(C20)가 병렬로 연결되고, 제 44 저항(R44)은 일측으로 상기 제 19와 20 콘덴서(C19)(C20)에 연결되고, 타측은 상기 제 13 오피앰프(OP13)의 비반전단자에 연결된다. 여기서 상기 제 13 오피앰프(OP13)는 출

력단에서 반전단자로 부궤환되며, 이때 부궤환루프에는 제 42 저항(R42)과 제 21 콘덴서(C21)가 각각 병렬로 연결된다.

83> 제 3 임피던스매칭수단(42)은 상기 제 4 로우패스필터(41)의 출력단과 제 45 저항(R45)이 직렬연결되며, 제 45 저항(R45)은 제 14 오피앰프(OP14)의 반전단자에 직렬연결된다. 제 46 저항(R46)은 일측으로 제 14 오피앰프(OP14)의 비반전단자에 연결되고, 타측은 접지되며, 제 14 오피앰프(OP14)의 1번단자에는 상용전원이 인가되고, 상기 상용전원(VCC1)과 각각 병렬로 제 24 및 25 콘덴서(C24)(C25)가 연결되고, 4번단자(VCC2)에는 상용전원이 인가되고, 상기 상용전원과 각각 병렬로 제 22 및 23 콘덴서(C22)(C23)가 연결되어 인가되는 전원의 노이즈를 제거한다. 여기서 상기 제 14 오피앰프(OP14)의 출력단에는 반전단자로 부궤환 되는 루프에 제 47 저항(R47)이 연결된다.

84> 제 2 노치필터(43)는 제 49 저항(R49)이 상기 제 3 임피던스매칭수단(42)과 직렬연결되고, 타측은 제 15 오피앰프(OP15)의 비반전단자에 직렬연결된다. 여기서 제 49 저항(R49)과 비반전단자사이에는 제 4 가변저항(VR4)이 병렬연결된다. 아울러 제 15 오피앰프(OP15)의 출력단에는 반전단자로 궤환되는 궤환루프가 형성되며, 상기 궤환루프에는 제 50 저항(R50)과 제 27 콘덴서(C27)가 각각 병렬로 연결되며, 제 3 가변저항(VR3)은 제 48 저항(R48)을 통하여 상기 제 50 저항(R50)과 병렬로 연결되고, 제 26 콘덴서(C26)는 일측으로 제 50 저항(R50)과 제 27 콘덴서(C27)와 병렬로 연결되고, 타측으로 상기 반전단자에 연결된다.

85> 상기 증폭부(30)에서 인가되는 측정신호는 제 41 , 43 저항(R41)(R43)과 제 19, 20 콘덴서(C19)(C20)에 의해 20~40Hz의 저역신호를 필터링되고, 상기 필터링된 신호는 제 13 오피앰프(OP13)에 인가되므로써 증폭된다. 여기서 증폭신호는 다시 출력단의 부궤환루프에 인가되어 제 42 저항(R42)과 제 21 콘덴서(C21)에 의해 필터링되어 반전단자에 인가된다.

- <86> 상기와 같이 제 4 로우패스필터(41)에서 필터링된 신호는 제 3 임피던스매칭수단(42)의 제 45 저항(R45)을 통하여 제 14 오피앰프(OP14)의 반전단자에 입력되므로써 출력단으로 증폭된 전압이 부궤환루프를 따라서 다시 반전단에 입력된다. 따라서 전압분배의 원칙에 따라서 제 45 저항(R45)과 제 47 저항(R47)에서 입력신호는 분압된다. 그리고 분압된 신호는 다시 증폭되어 출력되므로써 제 2 노치필터(43)의 임피던스와 매칭된다.
- <87> 상기 제 3 임피던스매칭수단(42)에서 출력된 신호는 제 2 노치필터(43)의 제 49 저항(R49)을 통해 제 15 오피앰프(OP15)의 비반전단자에 인가된다. 여기서 제 4 가변저항(VR4)은 입력되는 신호의 상용주파수를 조절한다. 즉, 상용주파수는 60Hz이나 실제로는 58~59Hz이므로 제 4 가변저항(VR4)에서 조절되어 상기의 주파수를 맞추게 된다. 제 15 오피앰프(OP15)에서 증폭된 신호는 부궤환되어 제 50 저항(R50)과 제 27 콘덴서(C27)에서 필터링되어 상용주파수의 잡음을 제거하며, 이때 제 3, 4 가변저항(VR3)(VR4)을 조절하여 상용주파수로 조절한다.
- <88> 도 9는 본 발명에 따른 자동혈압장치 및 방법을 나타낸 흐름도이며, 이를 이용하여 상술된 본 발명의 구성을 통한 작용을 상세히 설명한다.
- <89> 피검자의 오른쪽 손목에 본 발명에 따른 자동혈압측정장치(100)를 고정시켜 피검자의 동맥의 상측에 압력센서(16)가 위치되도록 한다. 그리고, 상기 자동혈압측정장치(100)의 일측에 형성된 심전도연결포트(13)에 심전도측정기(17)를 연결하고, 상기 심전도측정기(17)의 제 1 전극(ECG LL)을 피검자의 왼쪽 발목에 고정시키고, 제 2 전극(ECG RA)을 오른쪽 팔에 고정시킨다.
- <90> 그리고, 자동혈압장치의 상면에 형성된 전원스위치를 온하면(S11), 디스플레이(11)가 온되고(S12), 압력센서(16)와 심전도측정기(17)에서 감지신호가 발생된다 (S13)S14). 따라서 압력센서(16)에서 감지된 맥파신호는 맥파신호처리부(20)에 인가되므로 제 1 임피던스매칭수단

(21)에서 상기 압력센서(16)에서 출력된 신호와 출력신호의 임피던스가 매칭되고, 맥파신호증폭수단(22)을 통하여 증폭되고, 다시 제 1 노치필터(23)에 인가되어 상용주파수인 60Hz에서 잡음이 제거된다(S15). 이후, 잡음이 제거된 교류신호는 A/D변환부(63)에서 직류로 변환되어 제어부(70)에 인가된다(S16).

91> 또한, 심전도측정기(17)에서 발생된 심전도측정신호는 증폭부(30)에 인가되어 증폭된다. 즉, 왼쪽 발에서 측정된 신호는 제 1 차동증폭기(30a)에서 증폭되어 제 2 임피던스매칭수단(39)의 반전단자에 인가된다. 그리고 오른쪽 팔에서 측정된 신호는 제 2 차동증폭기(30b)에서 증폭되어 제 2 임피던스매칭수단(39)의 비반전단자에 인가되므로 필터부(40)의 임피던스와 매칭시켜 필터부(40)에 인가한다.

92> 따라서 상기의 증폭신호가 필터부(40)에 인가되면 제 4 로우패스필터(41)에서 일정대역의 범위만을 통과시키고 나머지 신호성분은 모두 제거한다. 그리고, 필터링된 심전도측정신호는 제 3 임피던스매칭수단(42)에 인가되고, 제 3 임피던스매칭수단(42)에서는 입력된 신호를 출력단의 제 2 노치필터(43)와 매칭시키기 위하여 버퍼링한다. 그리고 상기 버퍼링신호는 제 2 노치필터(43)에 인가되어 60Hz의 상용주파수 잡음이 제거되어 A/D변환부(63)에 인가되므로서 교류신호를 직류신호로 변환시켜 제어부(70)에 인가한다(S15)(S16).

93> 상기 제어부(70)는 인가된 측정신호를 데이터저장부(62)에 일정시간동안 저장시키고, 다시 독출하여 각 데이터를 비교하고 연산하여 전이시간 파라미터(Delta T Parameter)와 적분파라미터(Integral Parameter), 영역파라미터(Area Parameter)를 구한다. 그리고 상기 제어부(70)는 프로그램저장부(61)에 저장된 연산알고리즘에 상기 각 파라미터를 적용하여 최고혈압과 최저혈압을 연산하여 디스플레이(11)에 표시하도록 제어한다(S17)(S18).

- 94> 아울러 상기 제어부(70)는 상기 데이터저장부(62)에 일정시간동안 저장되는 측정신호를 이용하여 맥박수와 맥진을 연산한다. 즉, 측정신호를 상기 프로그램저장부(61)에 저장된 맥박 및 맥진연산알고리즘에 상기 측정신호를 적용함으로써 맥박수와 맥진을 연산하고 이를 디스플레이(11)에 표시토록 제어한다.
- 95> 여기서 혈압과 맥박 및 맥진결과 표시는 LCD 디스플레이(11)를 채택함으로써 제한된 디스플레이양을 극복하였고, 디스플레이(11)는 본 발명으로 측정된 최고 최저 혈압 뿐만 아니라 맥박 수와 현재 맥진의 간단한 표현까지 하도록 하였다. 그리고, 예상되는 심혈관 질환에 따른 예상 심혈관 질환 코드 출력 방식 개발하여 디스플레이(11)에 표현하도록 하였다. 표 1은 예상 질병 코드의 디스플레이(11)에 표시되는 항목을 일례로서 도시한다.

96>

증 상	출력 코드	증 상	출력 코드
정상	Nomal	불안정형 고혈압	H-Case S
높은 정상 혈압	H-Case 0	고혈압 1기	H-Case 1
저혈압	L-Case	고혈압 2기	H-Case 2
저맥	B-Case	고혈압 3기	H-Case 3
빈맥	T-Case	고혈압 4기	H-Case 4
심방세동	A-Case	재측정 필요	ERROR

- 97> < 표 1. 예상 질병 코드 Display의 예 >
- 98> 도 10은 비교 및 연산단계를 나타낸 흐름도, 도 11은 각 파라미터를 도시한 그래프로서 이를 참조하여 상술된 비교 및 연산단계를 더욱 상세히 설명한다.
- 99> 압력센서(16)와 심전도측정기(17)에서 발생된 신호가 A/D변환부(63)를 통해 데이터저장부(62)에 일시저장되면(S21)(S22), 제어부(70)는 상기 측정신호를 일정시간이 경과된후에 데이터저장부(62)에 저장된 측정신호를 읽어드려 두신호의 파형을 비교하여 각 파라미터를 연산한다. 즉, 도 11에 도시된 바와 같이 맥파와 심전전도신호를 비교 및 분석하여 각각의 파라미터

를 연산하며, 도면부호 a는 적분파라미터(Integral Parameter), b는 영역파라미터(Area Parameter), c는 전이시간파라미터(Delta T), d는 최대진폭(Max)이다.

- 100> 따라서 제어부(70)는 상기 데이터저장부(62)(52)에 일시저장된 측정신호를 독출하고, 일정영역을 선택하여, 선택된 영역의 끝점 사이의 데이터 값에 대한 적분값으로 아래의 수식에 따라 적분파라미터(a)를 연산한다(S24).

$$101> \quad \text{<PSTYLESPACE=130>} f_{\text{output}}(n) = \sum_{k=1}^{n-1} f_{\text{input}}(k) + [f_{\text{input}}(n-1) + f_{\text{input}}(n)]/2 * \text{deltaT}$$

- 102> 또한, 상기 제어부(70)는 일정영역내에서 선택된 면적의 끝점을 연결하는 베이스라인을 설정하여 그 베이스라인 상측의 영역을 적분으로서 연산하므로서 영역파라미터(b:Area Parameter)를 구한다(S25). 이 계산 값은 항상 양의 값이 나올 것이고 파형과 베이스 라인 사이의 전체 면적으로 측정할 수 있고 진폭과 수평 단위로 면적을 표시할 수 있으며, 아래의 공식을 이용하여 계산할 수 있다.

$$103> \quad \text{<PSTYLESPACE=130>} f_{\text{output}}(n) = \sum_{k=1}^{n-1} (|f_{\text{input}}(n-1) - y(n-1)| + |f_{\text{input}}(n) - y(n)|)/2 * \text{deltaT}$$

- 104> 여기서 f()는 데이터 값을 나타내고 y()는 끝점 사이를 연결한 직선의 값이다. delta T는 수평의 표본 간격(sampling 간격)이다.

- 105> 그리고 상기 제어부(70)는 심전도 파형과 손목에 고정된 센서에서 검출된 파형의 최대진폭간의 시간간격을 연산하여 전이시간(c:Delta T Parameter)을 연산하고(S26), 아울러 적분과 영역파라미터(a)(b)의 지정범위내의 최대진폭을 연산함으로써 최대진폭파라미터(d:Max Parameter)를 연산한다(S27). 상기 최대진폭(d)은 압력변화에 따른 검출파형의 최대 진폭값의 변화를 도출한다.

- 106> 여기서 상기와 같은 방법으로 연산된 각 파라미터(a)(b)(c)(d)는 심장의 수축기 혈압과 이완기의 혈압과 일정한 추세를 나타내고 있으며 이러한 선형적인 변화는 도 12 내 도 13에 도시된 바와 같다.
- 107> 도 12a는 수축기 혈압변화에 따른 전이시간파라미터(c)의 값을 나타낸 그래프로서 혈압이 높을수록 최대진폭간의 시간간격이 좁아짐을 알 수 있고, 12b는 적분파라미터(a)의 변화를 나타낸 것으로써 혈압이 높을 수록 일정범위내의 적분값이 감소되므로 상기 적분파라미터(a) 역시 감소됨을 알 수 있다. 또한, 도 12c는 영역파라미터(b)값의 변화를 나타낸 것으로 혈압이 높을수록 일정영역내의 데이터값은 증가하므로 상기 영역파라미터(b)값은 증가한다. 그리고 도 12d는 최대진폭파라미터(d)를 나타낸 것으로서 혈압이 상승되면 상기 최대진폭파라미터(d) 역시 증가함이 도시되어 있다.
- 108> 또한, 도 13은 심장의 이완기 혈압변화에 따른 각 파라미터의 변화를 나타낸 그래프로서 도 13a는 전이시간파라미터(c)의 값을 나타낸 그래프로서 혈압이 높을수록 선형적으로 감소되고, 13b는 영역파라미터(b) 값의 변화를 나타낸 것으로 혈압이 높을수록 영역파라미터(b) 값이 감소됨을 도시하였다.
- 109> 상기와 같이 도 12 내지 13에 도시된 각 파라미터의 상관관계를 보면, 수축기 혈압이 증가함에 따라서 적분(a: Integral)과 전이시간(c: Delta T)은 선형적으로 감소하는 결과를 영역(b: Area)과 최대진폭파라미터(d: Max)는 선형적으로 증가하며, 이완기 혈압에서 전이시간(c: Delta T)과 영역파라미터(b: Area)가 혈압에 따라 선형적으로 감소하는 결과가 도출된다.
- 110> 이와 같은 혈압과 각 파라미터(a)(b)(c)(d)간의 상관성을 이용하여 본 발명에서는 다음과 같은 연산알고리즘을 제안한다.

111> 최고혈압(Systolic blood pressure): $P= 919.121Ar+17.157Max-98.26Int$

112> $+ 161.736D_Dt$

113> 최저혈압(Diastolic blood pressure): $P= 146.161-78.903 D_Dt-442.904 D_Ar$

114> P : 압력(mmHg), Dt 및 D_Dt : Delta T(sec), Ar 및 D_Ar : Area,

115> Int : Integral

116> 상기 최고혈압은 수축기혈압을 표시하는 것으로 상술한 각 파라미터와 혈압간의 관계를 이용하여 상기의 수식을 도출하였으며, 상기 최저혈압은 이완기의 혈압을 표시하는 것으로서 전이시간파라미터(c)와 영역파라미터(b)의 변화에 따른 혈압간의 관계를 이용하여 도출되었다.

117> 아울러 상기의 알고리즘에서 각 파라미터(a)(b)(c)(d)에 곱해지는 일련의 상수는 각 파라미터(a)(b)(c)(d)가 혈압에 따른 변화량을 의미한 것으로서 혈압의 변화에 따르는 각 파라미터의 비중을 나타낸다. 즉, 혈압의 변화에서 각 파라미터 (a)(b)(c)(d)가 변화됨에 따라서 혈압이 변화되는 정도를 통계적으로 나타내는 상수이다.

118> 따라서 상기 제어부(70)는 상술한 단계에서 연산된 각 파라미터(a)(b)(c) (d)를 상기의 연산알고리즘에 적용하여 최고혈압(Systolic blood pressure)과 최저혈압(Diastolic blood pressure)을 연산하고 이를 디스플레이(11)에 표시되도록 제어한다(S28)(S29).

119> 도 14는 상술한 각 파라미터를 이용한 혈압알고리즘에 대한 기대분포와 관측분포의 누적분포를 도표화한 그래프이다.

120> 도식된 바와 같이 도표는 두 개의 값이 동일하다면 일직선으로 나타나는데, 표준화된 잔차가 기대되는 직선에 대하여 어떻게 분포되는 지를 관측하여 두 분포를 비교할 수 있다. 위의

결과는 정규 분포상에 표준화된 잔차들이 근처에 있으므로 상기의 본 발명에 따른 자동혈압측정장치와 방법을 이용한 혈압측정은 그 예측의 정도가 매우 높다고 할 수 있다.

- 121> 상기 발명의 상세한 설명은 본 발명의 특정 실시예를 예로 들어서 설명하였으나, 본 발명은 이에 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 개념을 이탈하지 않는 범위 내에서 이 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 여러 가지 형태로 변형 또는 변경 실시하는 것 또한 본 발명의 개념에 포함되는 것은 물론이다.

【발명의 효과】

- 122> 본 발명 압력센서(Piezo Sensor)를 이용한 자동 혈압계는 맥파(pulse wave)와 심전도(ECG)의 상관관계를 이용하여 혈압을 측정하는데, 맥파와 심전도 사이의 전이시간, 적분, 영역, 최대진폭등의 파라미터를 이용하고 있어 유아, 저혈압 환자, 중환자 등 모든 사람들의 혈압 측정에 이용할 수 있다.
- 123> 또한, 카테터를 동맥내로 삽입하지 않고도 혈압을 측정할 수 있으므로 기존의 침습적인 혈압측정방법에서 주의 되던 혈액의 순환상 문제(circulatory problem), 감염(infection), 혈전(blood clot) 등의 여러 단점이 방지될 수 있어 보다 쉽고, 안전하게 정확한 혈압을 측정할 수 있다. 또한, 불편하고 부정확했던 기존의 혈압 측정에 대한 개념이 바뀌어, 보다 미래 지향적이며 침단성을 갖춘 다기능 혈압계의 보급이 기하급수적으로 늘어날 것이므로 산업화에 대한 요구가 폭주할 것으로 예상되며, 새로운 형태의 다기능 초음파 혈압계의 등장으로 국내 의료기기 분야의 많은 기술적인 이용에 확대될 것이다.

【특허청구범위】**【청구항 1】**

피검자 손목의 맥파를 획득하는 압력센서와;

상기 압력센서로 부터 인가되는 맥파를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 맥파신호처리부와;

심장의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하여 이를 전기적 신호로 변환하는 심전도측정기와;

상기 심전도측정기에서 인가되는 심전도측정신호를 증폭하고, 필터링하여 잡음을 제거하는 심전도신호처리부와;

상기 맥파신호처리부와 상기 심전도신호처리부에서 인가되는 교류신호를 직류신호로 변환시키는 A/D변환부와;

상기 A/D 변환부에서 통해서 인가되는 상기 맥파신호와 심전도신호를 비교 및 분석하여 상기 피검자의 혈압을 연산하는 제어부와;

상기 제어부에서 연산된 상기 피검자의 혈압을 표시하는 디스플레이를 구비하므로서 상기 피검자의 혈압을 측정하고 이를 표시하는 자동혈압측정장치.

【청구항 2】

제 1 항에 있어서,

상기 제어부의 연산프로그램이 저장된 프로그램저장부와;

상기 A/D변환부에서 인가되는 상기 맥파신호와 상기 심전도신호를 일정시간동안 저장하고, 상기 제어부에서 연산된 결과데이터를 저장하는 데이터저장부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 3】

제 1 항에 있어서, 상기 맥파신호처리부는

입력되는 맥파신호와 출력신호의 임피던스를 매칭시키는 제 1 임피던스매칭수단과;

상기 제 1 임피던스매칭수단에서 출력되는 신호를 증폭하는 맥파신호증폭수단과;

상기 맥파신호증폭수단에서 증폭된 신호에서 상용주파수의 노이즈를 제거하는 제 1 노치필터를 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 4】

제 3 항에 있어서, 상기 제 1 노치필터는

비반전단자에 입력되는 상기 맥파신호증폭수단에서 인가되는 신호를 증폭하는 오피앰프와;

상기 오피앰프의 출력단에서 반전단자로 궤환되는 루프에 설치되어 상용주파수의 잡음을 제거하는 로우패스필터와;

상기 오피앰프의 비반전단자와 병렬로 연결된 제 1 가변저항과, 상기 필터와 병렬로 연결된 제 2 가변저항을 구비하여 인가되는 신호의 상용주파수를 조절하는 것을 특징으로 하는

자동혈압측정장치.

【청구항 5】

제 1 항에 있어서, 상기 심전도신호처리부는

상기 심전도측정기로부터 발생하는 심전도측정신호를 증폭시키는 증폭부와;

상기 증폭부에서 증폭된 신호를 필터링하여 잡음을 제거하는 필터부를 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 6】

제 5 항에 있어서, 상기 필터부는

상기 증폭부에서 인가되는 증폭신호의 잡음을 제거하는 제 4 로우패스필터와;

상기 제 4 로우패스필터에서 인가되는 입력신호와 출력신호의 임피던스를 매칭시키는 제 3 임피던스매칭수단과;

상기 제 3 임피던스매칭수단에서 인가되는 신호의 상용주파수의 잡음을 제거하는 제 2 노치필터를 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 7】

상기 제 5 항에 있어서, 상기 증폭부는

상기 피검자의 신체 일측에서 측정되는 심전도신호의 이득을 조정하는 제 1 이득조정수단과, 상기 제 1 이득조정수단에 에서 인가된 조정신호에서 저역대역의 잡음을 제거하는 제 2

로우패스필터와, 상기 제 2 로우패스필터에서 필터링된 신호를 증폭시키는 제 1 심전도신호증폭수단을 포함하는 제 1 차동증폭기와;

상기 피검자의 신체 타측에서 측정되는 심전도신호의 이득을 조정하는 제 2 이득조정수단과, 상기 제 2 이득조정수단에 에서 인가된 조정신호에서 저역대역의 잡음을 제거하는 제 3 로우패스필터와, 상기 제 3 로우패스필터에서 필터링된 신호를 증폭시키는 제 2 심전도신호증폭수단을 포함하는 제 2 차동증폭기와;

상기 제 1 및 제 2 차동증폭기의 증폭신호가 인가되면 상기 필터부와 임피던스를 매칭시키는 제 2 임피던스매칭수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 8】

청구항 제 7 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 차동증폭기는

상기 심전도측정기의 전극으로 부터 측정신호가 인가되는 입력단에 연결되어 역전류에 의한 시스템의 손상을 방지하는 역전류방지수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정장치.

【청구항 9】

피검자에 손목에서 비침습적인 방법을 통한 혈압측정장치에 있어서

피검자 손목의 맥파를 획득하여 증폭하고 필터링하는 단계와;

심장의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하여 이를 전기적 신호로 변환시켜 증폭하고 필터링하는 단계와;

상기 증폭 및 필터링단계이후 맥파와 심전도의 교류신호를 직류신호로 변환시키는 단계와;

상기 신호변환단계에서 변환된 상기 맥파와 심전도측정신호를 비교하여 피검자의 혈압을 연산하는 단계와;

상기 연산단계에서 연산된 혈압을 표시하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정방법.

【청구항 10】

상기 제 9 항에 있어서, 상기 비교 및 연산단계는

상기 맥파와 심전도측정신호가 입력되는 단계와;

상기 측정신호 입력단계에서 입력된 상기 맥파감지신호와 심전도 감지신호의 파형을 비교하여 전이시간과 적분, 영역, 최대진폭파라미터를 연산하는 단계와;

상기 단계에서 연산된 상기 적분, 영역, 전이시간, 최대진폭파라미터와 상기 파라미터의 변화에 따른 혈압의 변화량을 표현한 일정상수를 조합하고, 이를 연산하여 최고 혈압과, 최저 혈압을 연산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자동혈압측정방법.

【청구항 11】

제 9 항에 있어서, 상기 전이시간 파라미터는

상기 맥파의 파형과 심전도측정신호의 파형에서 최대진폭간의 시간간격인 것을 특징으로 하는 자동혈압측정방법.

【청구항 12】

제 9 항에 있어서, 상기 적분파라미터는

상기 맥파의 선택된 영역의 끝점사이의 데이터값에 대한 적분값인 것을 특징으로 하는 자동혈압측정방법.

【청구항 13】

제 9 항에 있어서, 상기 영역파라미터는

상기 맥파의 선택영역에서 양측면에서 베이스라인을 연결한 영역에 대한 적분값인것을 특징으로 하는 자동혈압측정방법.

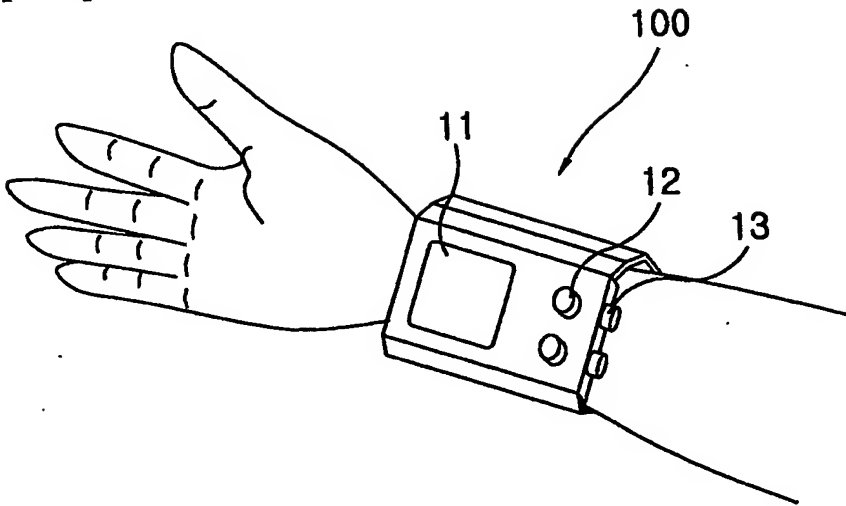
【청구항 14】

제 9 항에 있어서, 상기 최대진폭 파라미터는

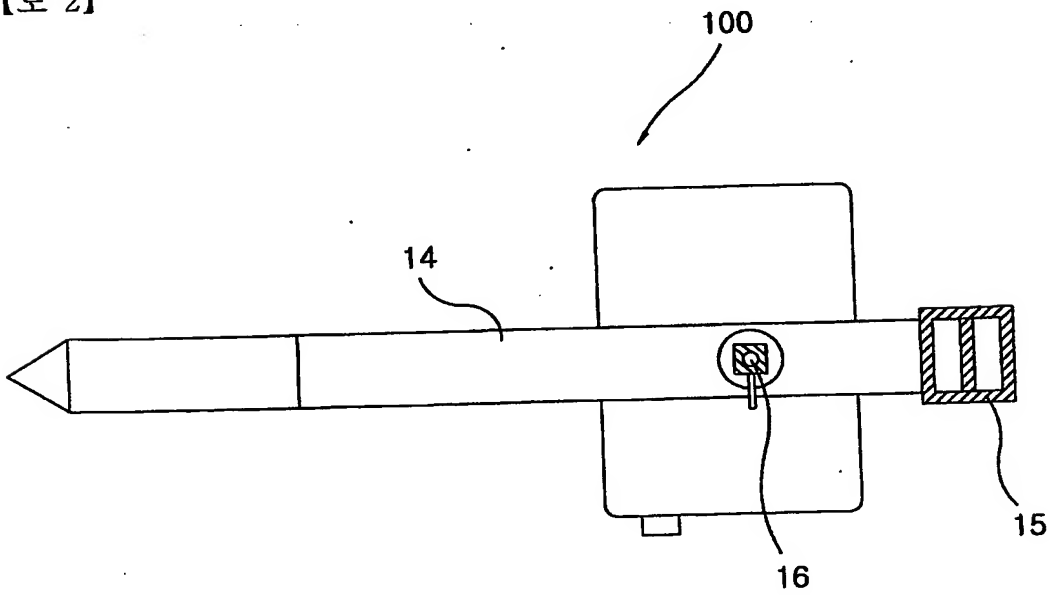
상기 적분과 영역파라미터의 지정범위내의 최대진폭 인것을 특징으로 하는 자동혈압측정 방법.

【도면】

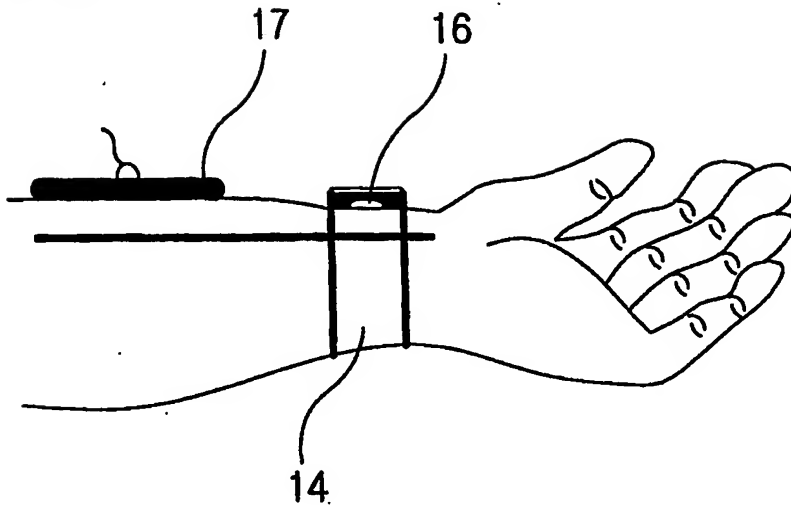
【도 1】



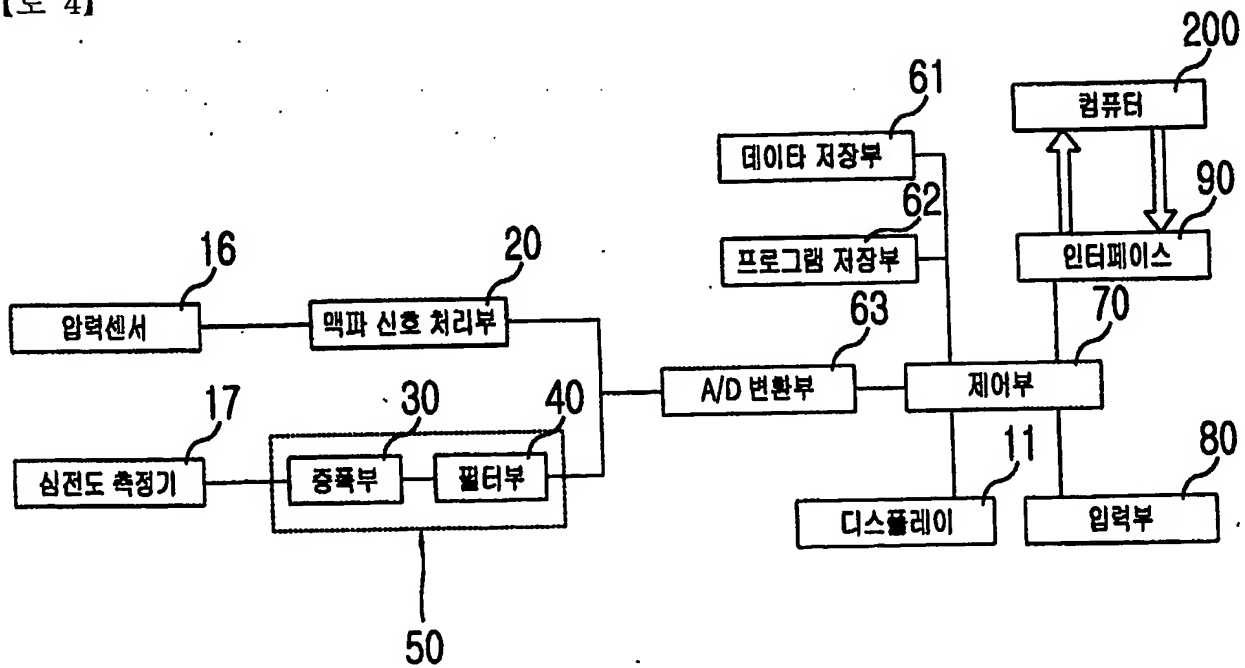
【도 2】



【도 3】

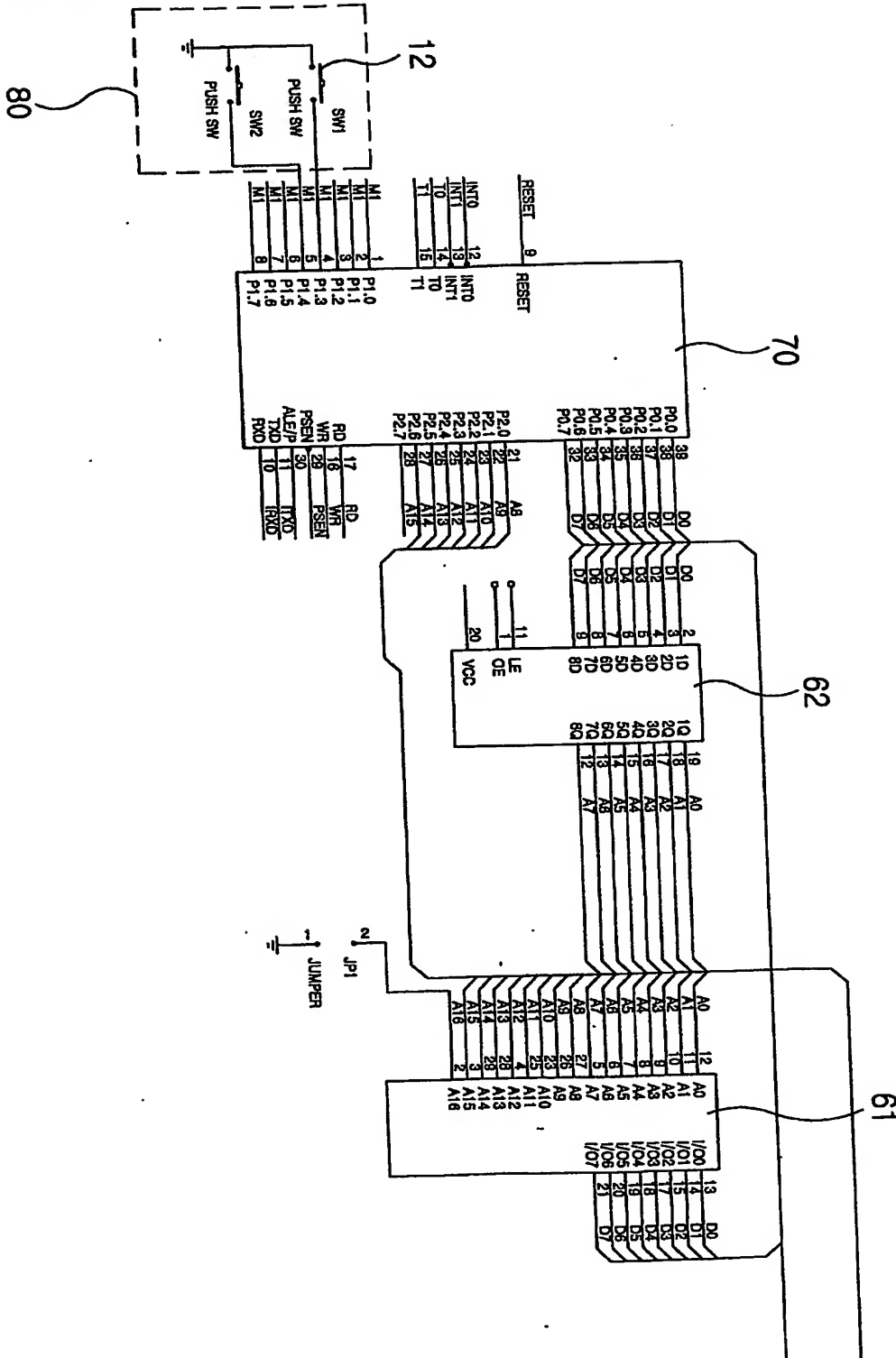


【도 4】

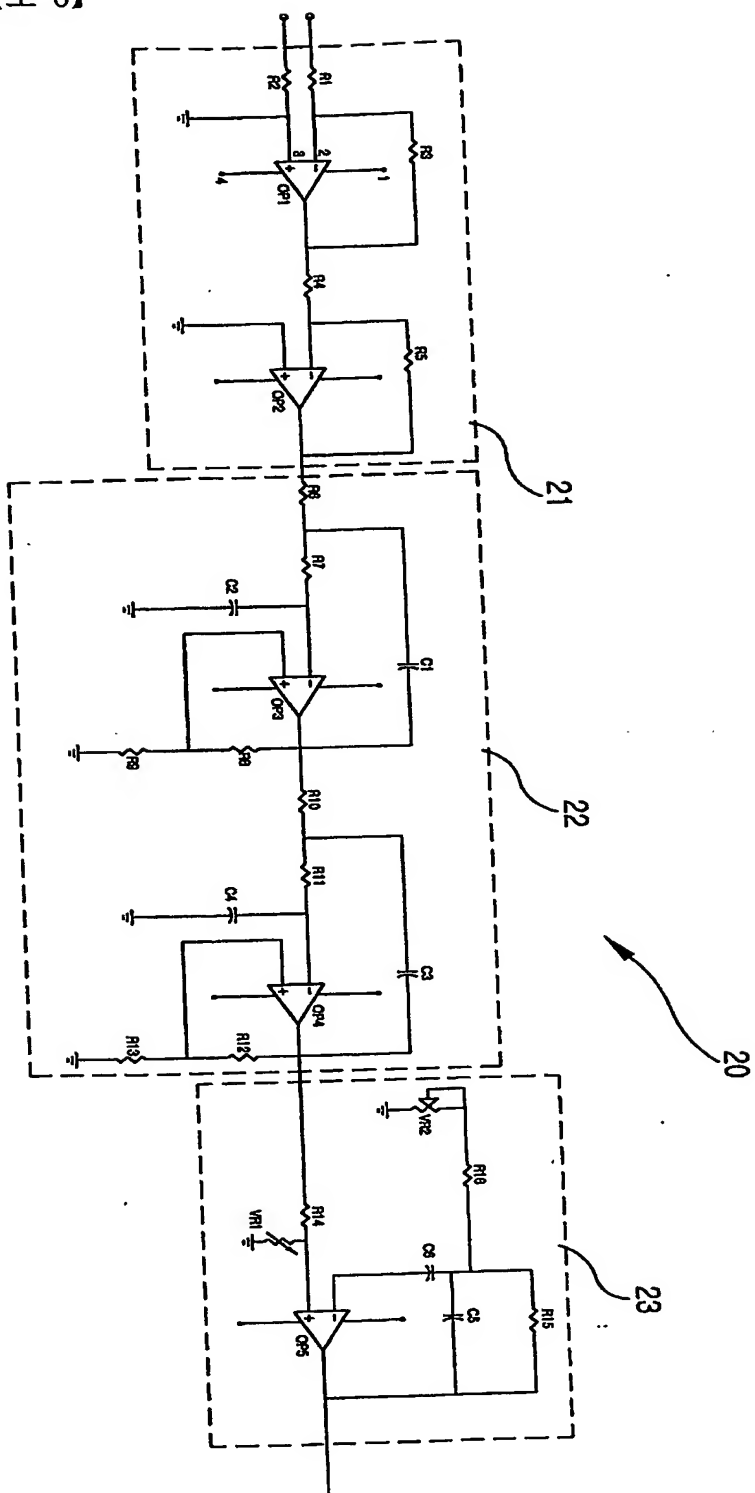


10 052213

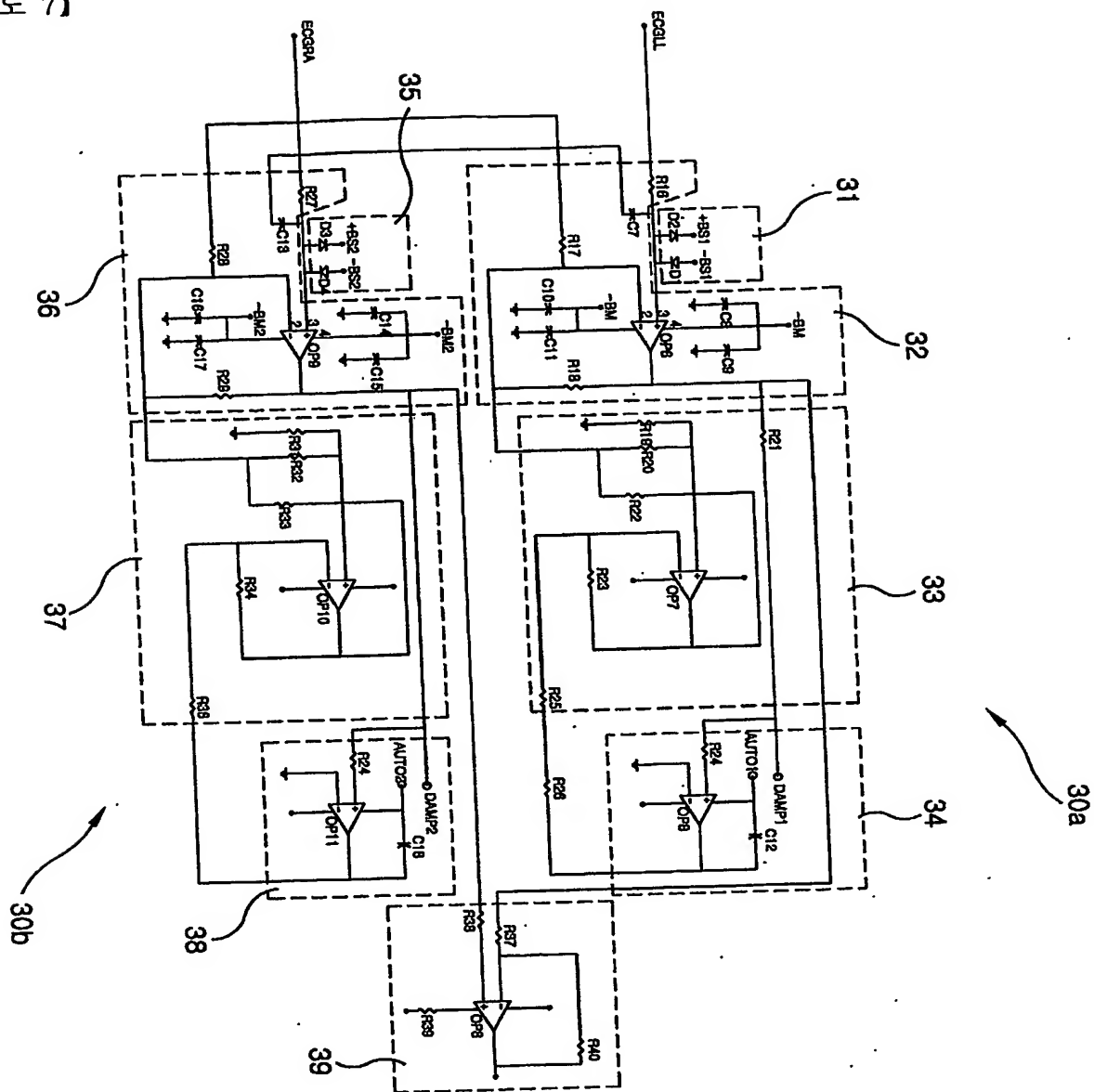
【도 5】



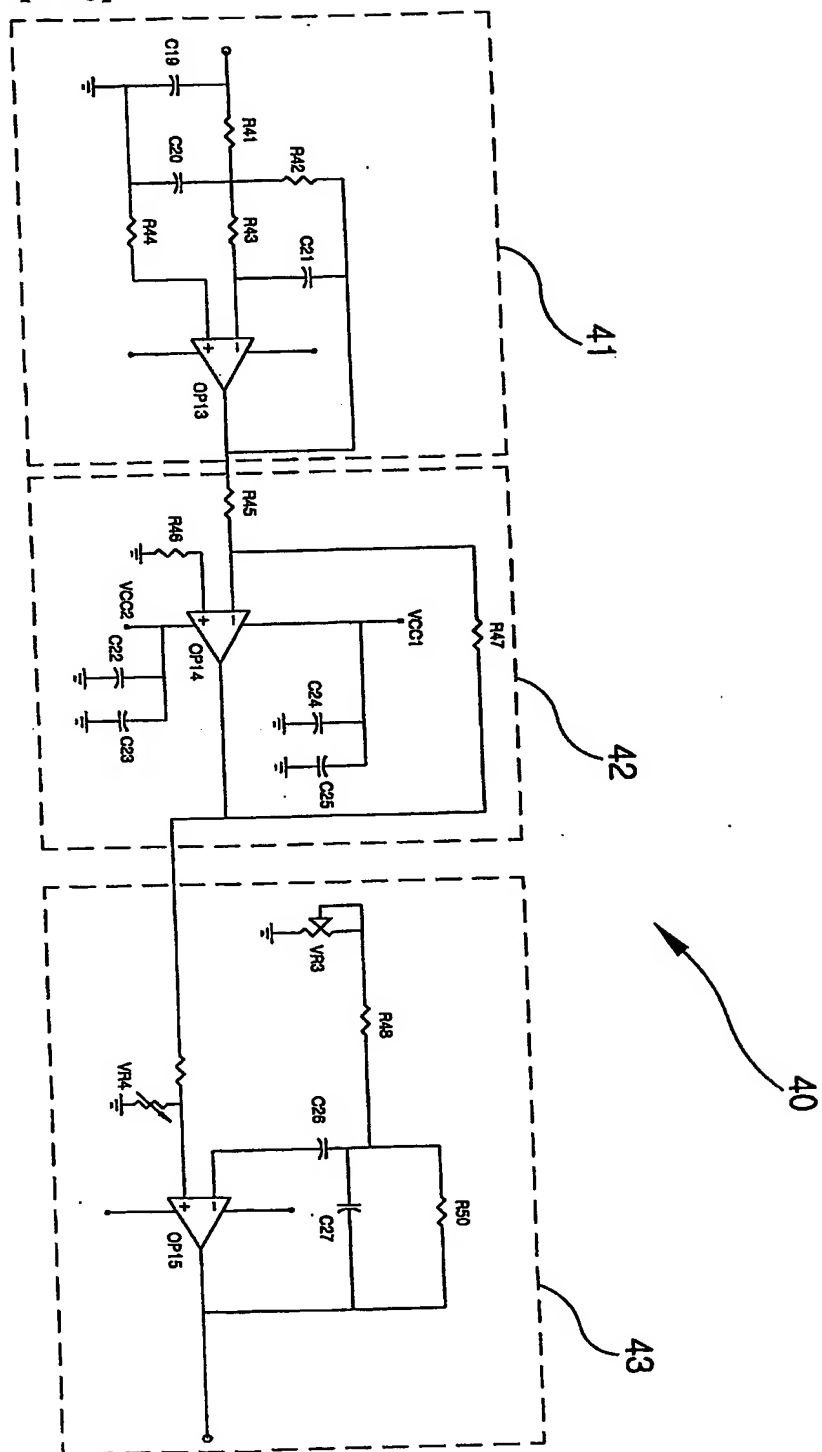
【도 6】



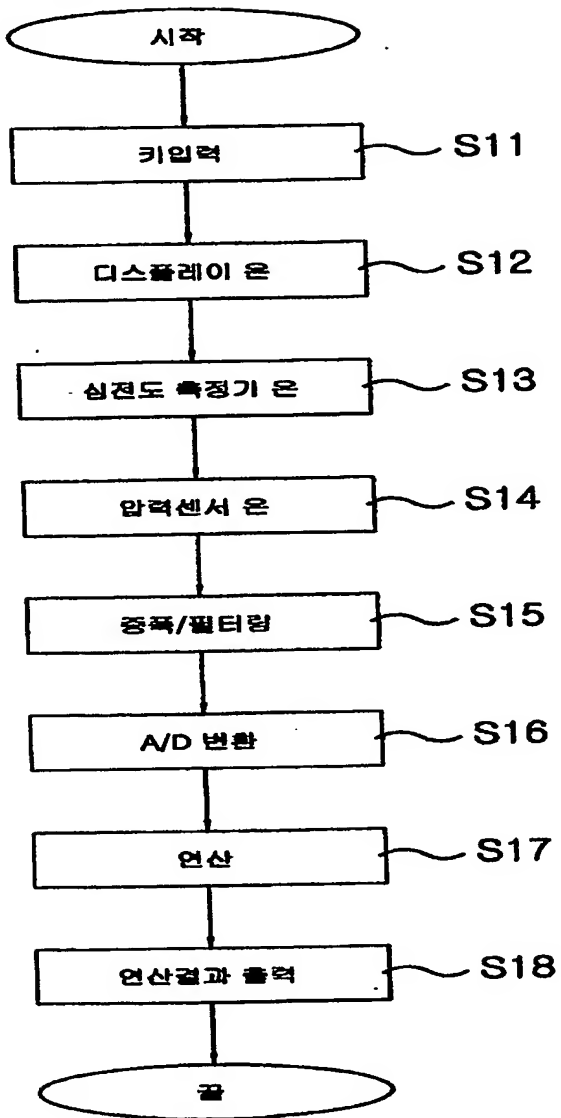
【도 7】



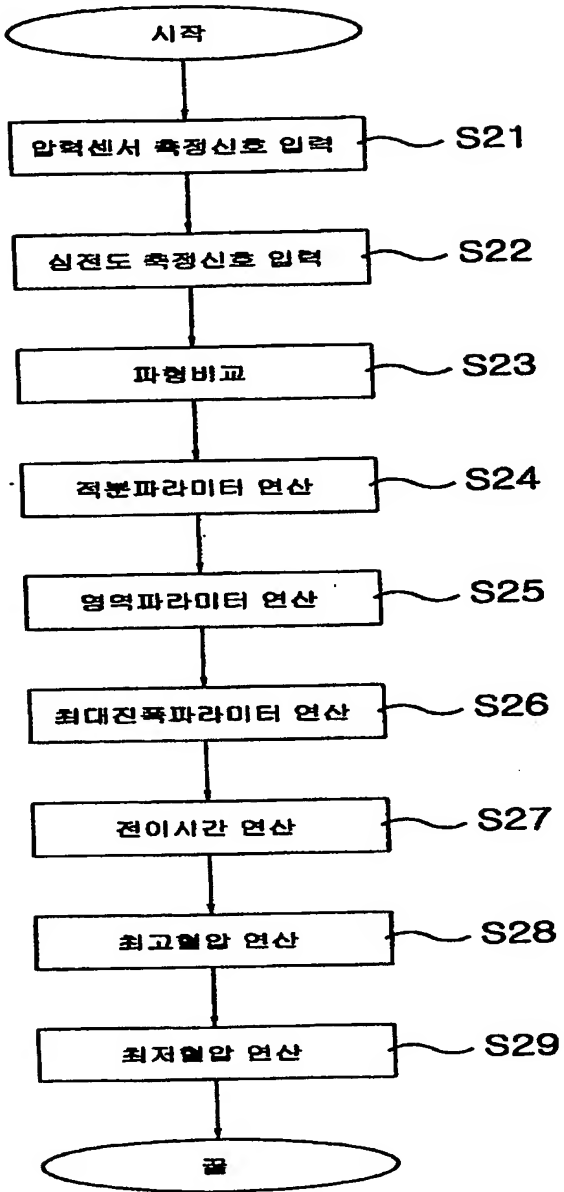
【도 8】



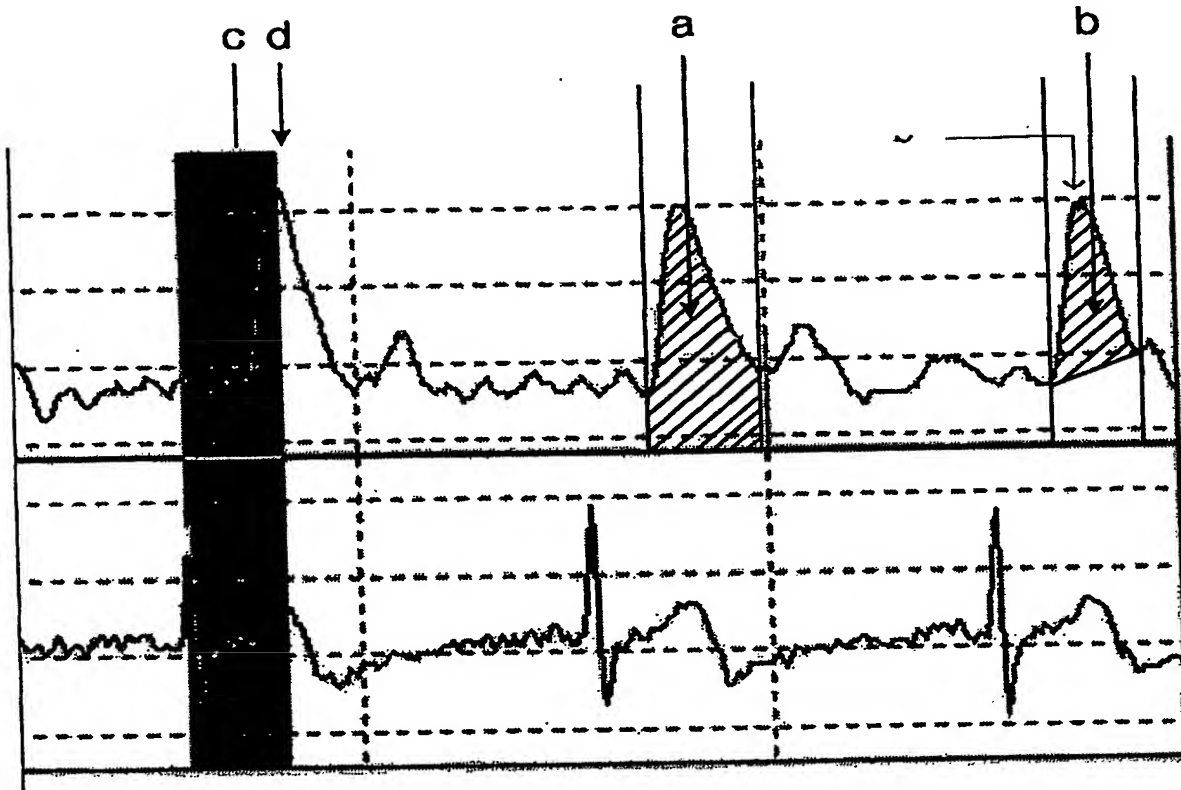
【도 9】



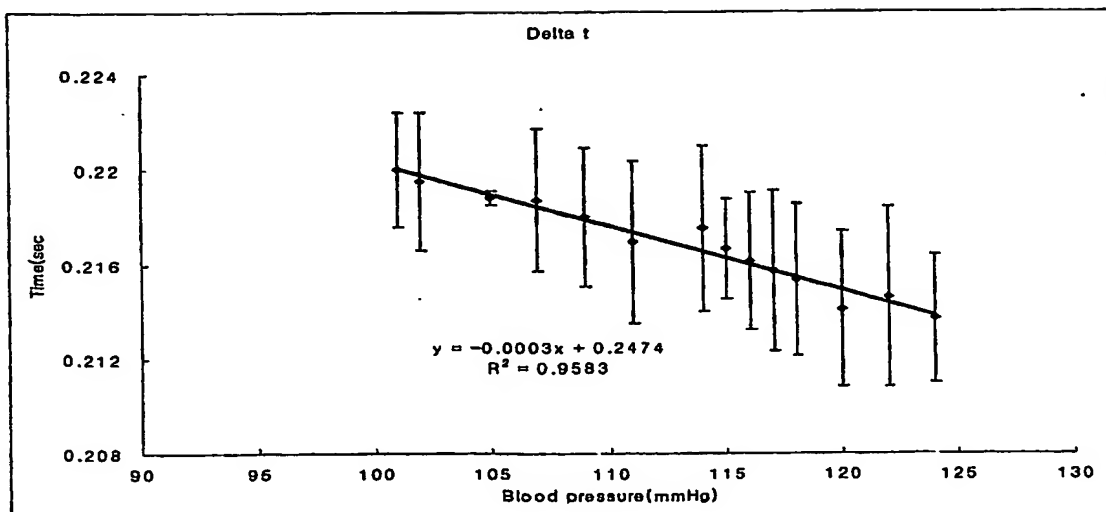
【도 10】



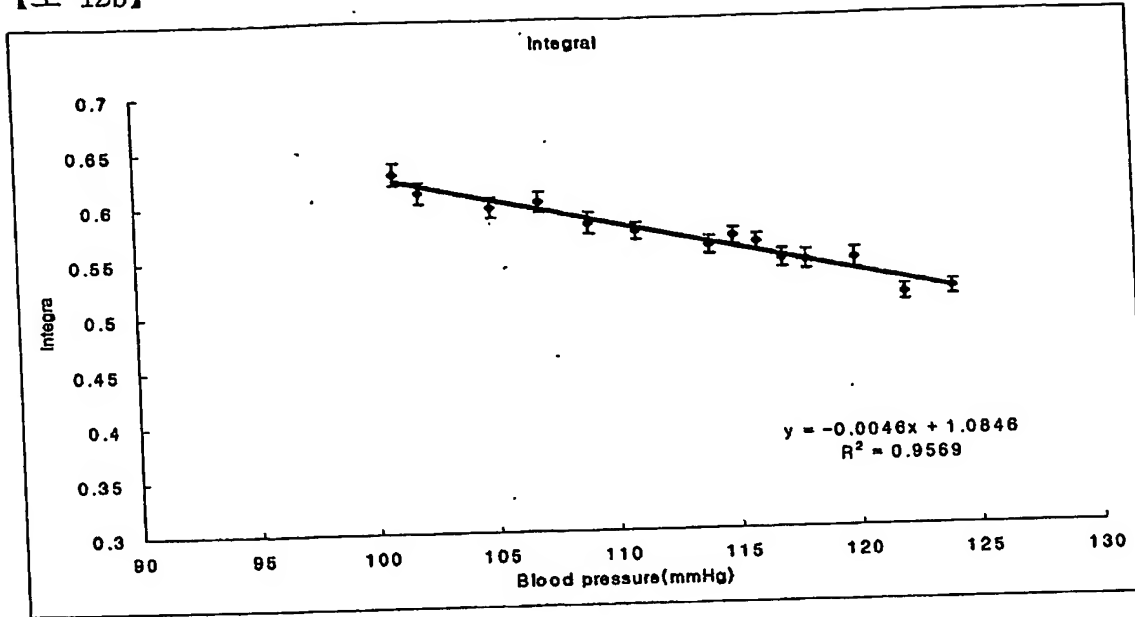
【도 11】



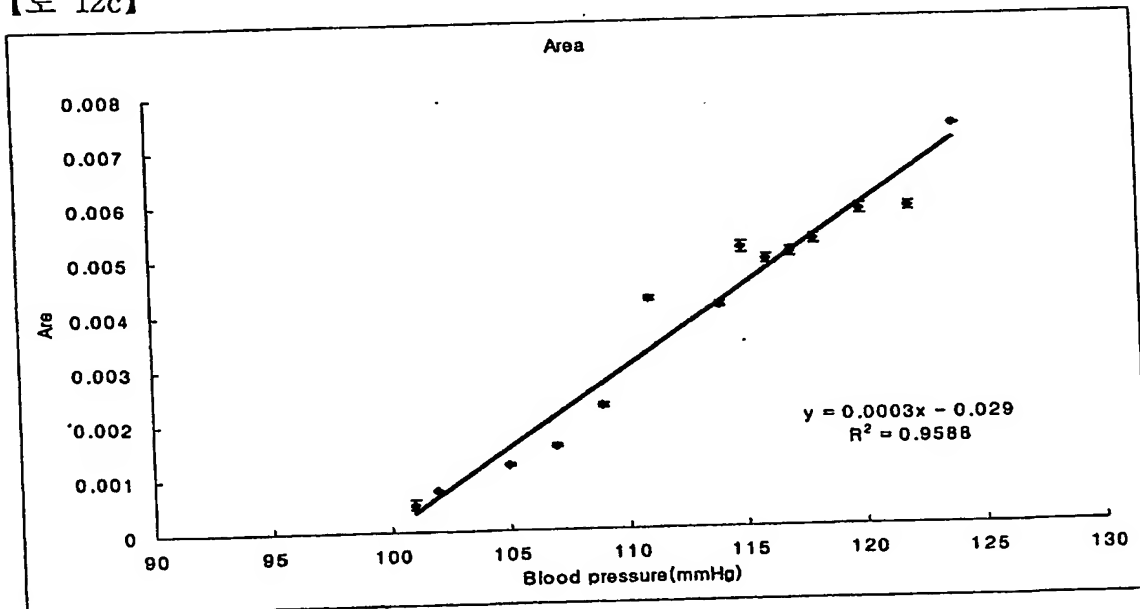
【도 12a】



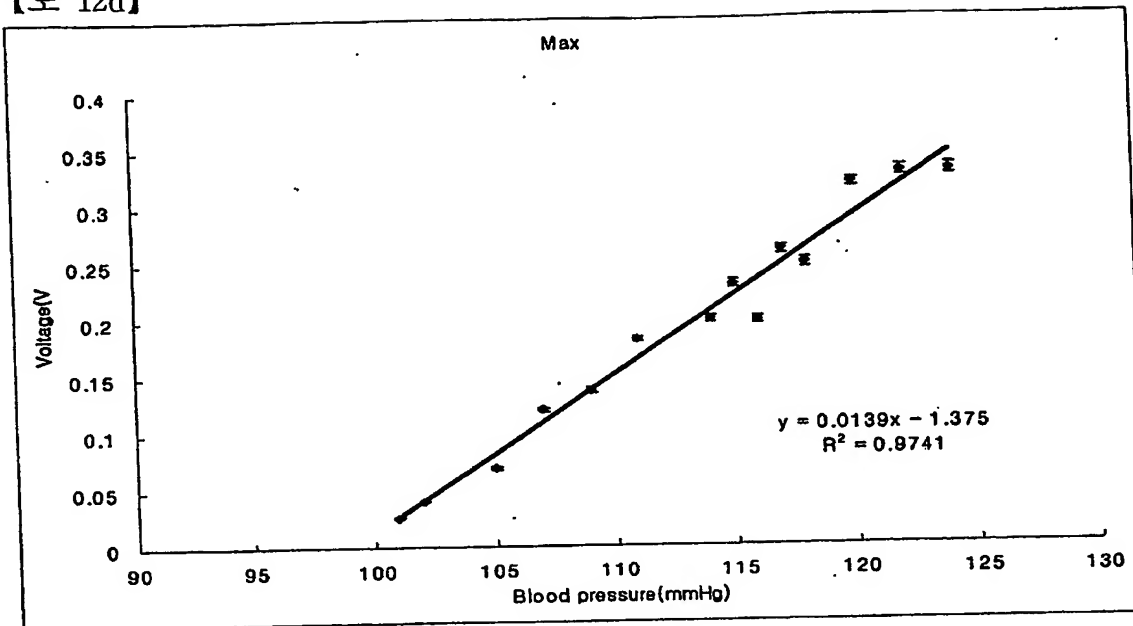
【도 12b】



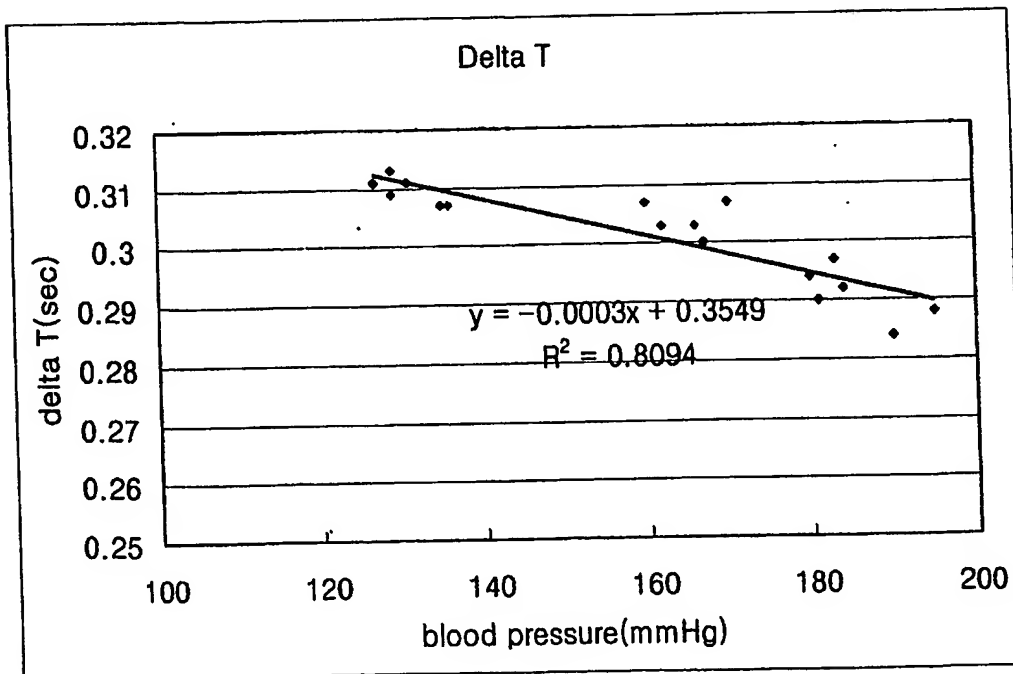
【도 12c】



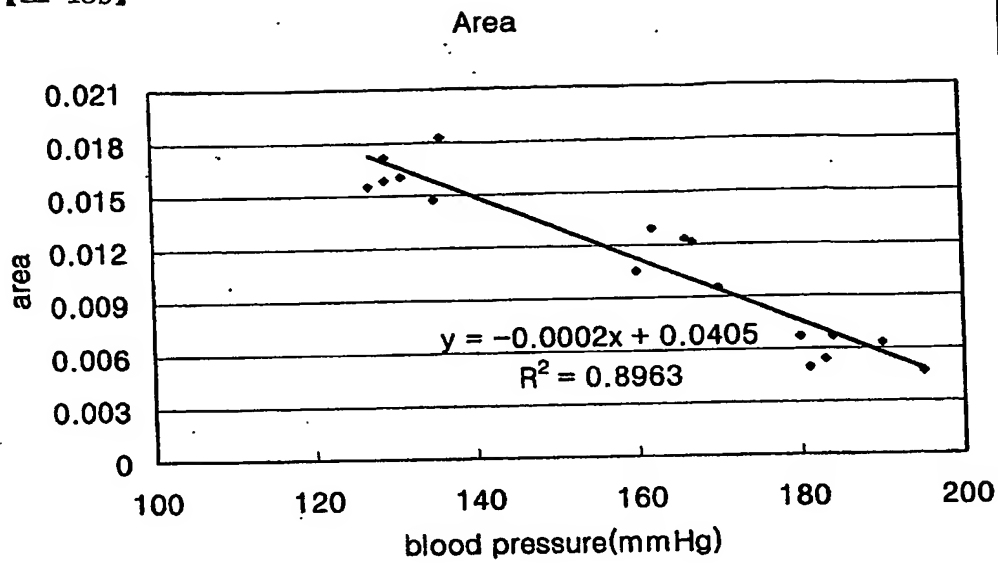
【도 12d】



【도 13a】



【도 13b】



【도 14】

